

(19)



JAPANESE PATENT OFFICE

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: **11056751 A**

(43) Date of publication of application: **02.03.99**

(51) Int. Cl.

**A61B 1/00**  
**G01B 9/02**  
**G01B 11/24**

(21) Application number: **09232998**

(22) Date of filing: **28.08.97**

(71) Applicant: **OLYMPUS OPTICAL CO LTD**

(72) Inventor:  
**UENO HITOSHI**  
**KANEKO MAMORU**  
**OZAWA TSUYOSHI**  
**YAMAMIYA HIROYUKI**  
**HORII AKIHIRO**  
**MIZUNO HITOSHI**  
**HIROYA JUN**  
**IMAIZUMI KATSUICHI**  
**AOKI HIDEMICHI**  
**ONO MASAHIRO**  
**YASUDA EIJI**  
**OOAKI YOSHINAO**  
**YOSHINO KENJI**

(54) **ENDOSCOPE**

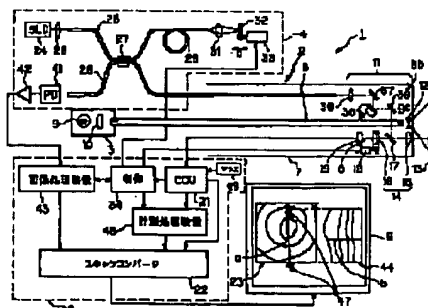
(57) Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide an endoscope which is suitably designed to obtain an endoscopic image within a range where a tomograph by low interference light is obtained.

**SOLUTION:** In this endoscope, low interference light from a SLD 24 is guided to the tip of an endoscope 2 by the second single mode fiber 28, is radiated to a bio tissue 13 through a scanning mechanism 35, and the first lens 15, and the reflected light is mixed with reference light through the reverse light path and received by a light detection means, and the interference light component is extracted, then a tomograph corresponding to the scanning in the depth direction of the bio tissue 13 is displayed on a monitor 6. An objective optics 14 for a normal observation has a zoom lens 16, and by enlargement using the zoom lens 16, the depth of field is set so that it is approximately coincide with the display range in the depth direction of the tomograph. When the tip of the endoscope 2 is deviated from a range where a tomograph by a low interference light is obtained, an endoscopic image by an imaging means using the objective optics 14 becomes dim, so it is easy

to keep an endoscopic image within a range where a tomograph is obtained.

COPYRIGHT: (C)1999,JPO



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平11-56751

(43) 公開日 平成11年(1999) 3月2日

(51) Int.Cl.<sup>6</sup>

識別記号

F I

A 6 1 B 1/00

3 0 0

A 6 1 B 1/00

3 0 0 D

G 0 1 B 9/02

C 0 1 B 9/02

11/24

11/24

D

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願平9-732998

(22) 出願日 平成9年(1997) 8月28日

(71) 出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72) 発明者 上野 仁士

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 金子 守

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 小澤 剛志

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

(74) 代理人 弁理士 伊藤 進

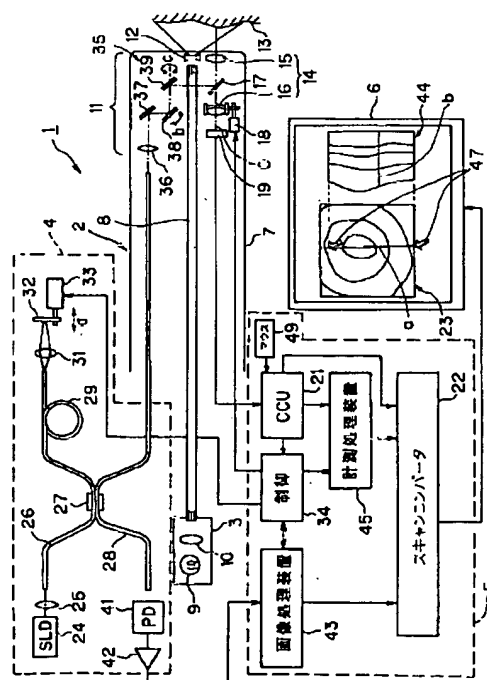
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡

(57) 【要約】

【課題】 低干渉光による断層像が得られる距離範囲に保って内視鏡像を得るのに適した内視鏡を提供する。

【解決手段】 SLD 24からの低干渉光は第2のシングルモードファイバ28により内視鏡2の先端側に導光され、スキャニング機構35、第1レンズ15を経て生体組織13側に出射され、その反射光は逆の光路などを経て基準光と混合して光検出手段で受光され、干渉光成分が抽出されてモニタ6には生体組織13の深さ方向の走査に対応する断層像が表示される。また、通常観察用の対物光学系14はズームレンズ16を有し、このズームレンズ16で拡大することにより、その被写界深度は断層像の深さ方向の表示範囲と略一致するように設定することにより、内視鏡2の先端が低干渉光による断層像が得られる距離範囲から逸脱すると、対物光学系14を用いた撮像手段による内視鏡画像がぼけるので、断層像が得られる距離範囲で内視鏡像も得る状態に保持し易い。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検体の特定部位を照明するためのライトガイドと、前記特定部位を観察するための固体撮像素子と、対物光学系とが設けられ、被検体内に挿通可能な挿入部を持つ内視鏡において、  
低干渉光を被検体に照射し、反射、散乱光より被検体内部を画像化する手段を併せ持つため、前記低干渉光を被検体に照射すると共に、被検体より反射された反射光を検出するための導光手段と、  
前記導光手段からの低干渉光を前記被検体に集光させる集光レンズと、  
前記集光レンズより出射される光を走査させるスキャン手段と、  
スキャンされた光を前記対物光学系の観察範囲内に走査させるため、前記スキャン手段と対物光学系との間に配置され、これらを光学的に結合する結合手段とが前記内視鏡に内蔵され、  
前記低干渉光により画像化できる深部側の範囲と、前記固体撮像素子で観察できる被写界深度の範囲とが略一致するようにしたことを特徴とする内視鏡。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、生体組織の光断層像を得る機能を備えた内視鏡に関する。

## 【0002】

【従来の技術】近年、生体組織を診断する場合、その組織の表面状態の光学的情報を得るイメージング装置の他に、組織内部の光学的情報を得ることのできる光C T装置が提案されている。

【0003】この光C T装置としてはピコ秒パルスを用いて、生体内部の情報を検出し、断層像を得る。しかしながら、ピコ秒パルスオーダの極短パルス光を発生するレーザ光源は高価で大型となり、取扱いも面倒である。

【0004】最近になって、低干渉性光を用いて被検体に対する断層像を得る干渉型のOCT（オプティカル・コヒーレンス・トモグラフィ）が例えばUSパテント5,321,501号に開示されている。

【0005】この従来例では消化管内等の体腔を観察する際に、OCTのプロブを内視鏡のチャンネルに挿通して観察するため、内視鏡とOCTとの位置関係が不定となり、内視鏡の観察像と、OCTによる生体組織の断層像との位置関係が分かりにくいという問題があった。

【0006】このため、本出願人は例えば特開平6-154228号公報に開示されているように、体腔内部の組織に対してOCTによる断層像を得られる内視鏡を提案した。

## 【0007】

【発明が解決しようとする課題】従来の内視鏡では通常の内視鏡像を得る観察光学系の被写界深度はOCTによる断層像の深さよりもはるかに広いため、観察光学系の

観察の下ではOCTにより得られる深さ以上に外れてしまい易いし、外れてしまった場合、診断を行うのに十分な分解能を持った断層像を得ることができないという問題があった。

【0008】本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、OCTによる断層像が得られる距離範囲に保って内視鏡像を得るのに適した内視鏡を提供することを目的としている。

## 【0009】

【課題を解決するための手段】被検体の特定部位を照明するためのライトガイドと、前記特定部位を観察するための固体撮像素子と、対物光学系とが設けられ、被検体内に挿通可能な挿入部を持つ内視鏡において、低干渉光を被検体に照射し、反射、散乱光より被検体内部を画像化する手段を併せ持つため、前記低干渉光を被検体に照射すると共に、被検体より反射された反射光を検出するための導光手段と、前記導光手段からの低干渉光を前記被検体に集光させる集光レンズと、前記集光レンズより出射される光を走査させるスキャン手段と、スキャンされた光を前記対物光学系の観察範囲内に走査させるため、前記スキャン手段と対物光学系との間に配置され、これらを光学的に結合する結合手段と前記内視鏡に内蔵され、前記低干渉光により画像化できる深部側の範囲と、前記固体撮像素子で観察できる被写界深度の範囲とが略一致するようにすることにより、低干渉光により画像化できる深部側の範囲から逸脱した場合には固体撮像素子による画像がぼけるので、両画像を共に鮮明に観察出来る状態に保持し易い。

## 【0010】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

（第1の実施の形態）図1は本発明の第1の実施の形態を備えた内視鏡装置1を示す。この内視鏡装置1は撮像手段を内蔵した第1の実施の形態の内視鏡2と、この内視鏡2に可視光による照明光を供給する光源装置3と、低干渉光による低干渉断層像を得る低干渉型のOCT部4と、撮像手段及びOCT部4の出力信号に対する信号処理を行う信号処理部5と、信号処理部5から出力される映像信号を表示するモニタ6とを有する。

【0011】内視鏡2は体腔内に挿入される細長の挿入部7を有し、この挿入部7内には可視光を伝送するライトガイド8が挿通され、その基端側の入射端部は光源装置3に接続される。そして、光源装置3のランプ9で発生した白色照明光がコンデンサレンズ10を介してライトガイド8の入射端に入射され、挿入部7の先端部11の照明窓に固定された先端面からさらに照明レンズ12を経て前方の患部等の生体組織（被検体）13側に照射され、生体組織13側を照明する。

【0012】照明窓に隣接して形成した観察窓には対物光学系14を形成する第1レンズ15が固定され、その

後方にハーフミラー17を介してズームレンズ16がアクチュエータ18により、光軸O方向に移動自在に配置されており、第1レンズ15及びズームレンズ16の結像位置には固体撮像素子として例えば電荷結合素子(CCDと略記)19が配置されている。

【0013】なお、アクチュエータ18によるズームレンズ16の移動は、図示しないズームスイッチを操作することにより、その指示信号により制御回路34から対応する駆動信号がアクチュエータ18に出力され、ズームレンズ16を拡大側などに移動する。

【0014】上記CCD19で光電変換された撮像信号は信号処理部5内のCCU21に入力され、このCCU21によりデジタルの映像信号に変換された後、スキャンコンバータ22を介してモニタ6の内視鏡画像表示領域23に内視鏡画像を表示する。

【0015】低干渉型のOCT部4は低干渉光を発生する光源として例えば波長が1300nmのSLD(Super Luminescence Diode)24を有し、このSLD24の可干渉距離は例えば17μm程度であるような短い距離範囲のみで干渉性を示す低干渉性光の特徴を備えている。

【0016】このSLD24の光はレンズ25を介して第1のシングルモードファイバ26の一端に入射され、他方の端面(先端面)側に伝送される。この第1のシングルモードファイバ26の途中には光カップラ部27が設けてあり、第2のシングルモードファイバ28と光学的に結合されている。従って、この光カップラ部27で2つに分岐されて伝送される。

【0017】第1のシングルモードファイバ26の(光カップラ部27より)他端寄りとなる途中部分にはループ部29が設けてあり、さらにその先端側の他端に対向して光路長の可変機構が設けてある。

【0018】つまり第1のシングルモードファイバ26の先端面に対向してレンズ31及びミラー32が配置され、このミラー32はアクチュエータ33によって矢印aで示すように移動自在にして光路長を変更できるようにしている。

【0019】ループ部29は第2のシングルモードファイバ28における内視鏡2内に挿通される部分の長さとはほぼ等しい長さとなるように設定され、また第1のシングルモードファイバ26の先端面からミラー32で反射されて第1のシングルモードファイバ26の先端面に戻る光路長は第2のシングルモードファイバ28の先端面からレンズ36等を介して生体組織13側に照射され、生体組織13の表面付近の内部で反射されて第2のシングルモードファイバ28の先端面に戻る光路長と等しくできるようにしている。

【0020】アクチュエータ33を介してミラー32の位置を矢印aの方向にずらすことにより、基準光側(参照光側)での光路長を変化して、これに干渉する測定光

側での光路長(より具体的には生体組織13の深さ方向となる光路長)を変化させることができるようにしている。

【0021】そしてこの光路長の設定により、生体組織13側に射出されて表面近くで反射されて戻る光におけるこの光路長と等しい深さからの戻り光を干渉光として検出できるようにしている。つまり、光路長を変化することにより、生体組織13で反射されて戻る光における深さが異なる部分での成分を干渉光として検出できるようにして深さ方向の断層像を得られるようにしている。なお、ミラー32を移動するアクチュエータ33はCPU等で構成される制御回路34により制御される。

【0022】また、光カップラ部27での光結合により、SLD24からの低干渉光を導光する第2のシングルモードファイバ28の先端側は内視鏡2の挿入部7内を挿通され、低干渉光を導光してスキャン機構35等を介して生体組織13側に射出できるようにしている。

【0023】つまり、挿入部7内に配置された第2のシングルモードファイバ28はその先端が挿入部7の先端部11付近に固定され、この先端面に対向して配置されたレンズ36により、その前方位置に配置した固定ミラー37により直角方向に反射され、第1のスキャンミラー38で前方側に反射され、その前方側に配置された第2のスキャンミラー39で直角方側に反射されて、ハーフミラー17に入射され、このハーフミラー17で前方側に反射され、集光する第1レンズ15を介して生体組織13側に照射される。

【0024】スキャン機構35を形成する第1のスキャンミラー38は図1の矢印bで示すように図1の紙面内で反射角を変更し、第2のスキャンミラー39は図1の矢印cで示すように回転することにより低干渉光をスキャンするようにしている。このスキャン機構35も例えば制御回路34によりその駆動が制御される。なお、スキャン機構35によるスキャン方向は、図示しない走査指示スイッチなどにより、制御回路34を介して選択設定できるようにしている。また、CCU21に接続されたマウス49によって内視鏡像上からカーソル48により制御回路34を介して走査方向及び走査範囲を選択設定したりできるようにしている。図1では走査方向及び走査範囲の一端を選択設定した状態を示している。

【0025】生体組織13の表面或いは内部で反射或いは散乱された光は(生体組織13側への照射時とは)逆の光路をたどり第2のシングルモードファイバ28の先端面に入射され、その光は光カップラ部27で第1のシングルモードファイバ26の先端側で反射された光と混合されて第2のシングルモードファイバ28の基端から射出される。

【0026】この第2のシングルモードファイバ25の

基端側には光検出手段として例えばフォトダイオード41が配置され、このフォトダイオード41で光電変換された後、増幅器42で増幅された後、信号処理部5内の画像処理装置43に入力される。

【0027】この画像処理装置43は干渉光の信号成分を抽出する画像処理手段を有し、制御回路34を介してスキャニング機構35による低干渉光を走査させる等してその走査等に応じたアドレスにより、画像処理装置43内部の画像メモリに画像データとして一旦記憶する。

【0028】また、術者が制御回路34を制御して例えば走査方向を設定した場合には、その走査に対応した信号が制御回路34から画像処理装置43に入力され、その走査に対応したアドレスで画像メモリに記憶する。そして、画像処理装置43の画像メモリに格納された画像データはスキャンコンバータ22を介してモニタ6のOCT像表示領域44に断層像或いはOCT像が表示される。

【0029】また、CCU21の出力信号は計測処理装置45に入力され、計測処理装置45はCCD19により撮像された画像からSLD24の照射位置及びその走査範囲を計測する処理を行う。

【0030】なお、CCD19はSLD24の低干渉光の波長に対する光電変換特性（この波長の光に感度）を有し、生体組織13に低干渉光が投影された点、又は線、面の位置又は形状を求めることができる。

【0031】そして、モニタ6に表示される内視鏡画像とOCT像とを同時に表示する場合には、OCT像における走査方向を例えば縦にし、深さ方向を横に表示し、これに隣接して表示される内視鏡像の縦方向を走査方向と一致させ、かつその表示単位も一致させるようにスキャンコンバータ22に制御信号を送り、スキャンコンバータ22を経てモニタ6に表示される内視鏡像とOCT像との比較或いは診断等が容易にできるように計測処理する。

【0032】本実施の形態では、通常の内視鏡観察側、或いは内視鏡撮像側の光学系にズームレンズ16を設けることにより、この光学系による被写界深度と、低干渉光により画像化可能となる断層像の深さ方向の範囲とを略一致させることができるようにしていることが特徴となっている。

【0033】次に本実施の形態の作用を説明する。光源装置3からの照明光をライトガイド8で導光することにより、照明レンズ12を介して生体組織13側を照明する。照明された生体組織13は対物光学系14により、CCD19に結像され、CCU21で信号処理された後、スキャンコンバータ22等を介してモニタ6に内視鏡像を表示する。

【0034】一方、SLD24の低干渉光は光カップラ部27により第1のシングルモードファイバ26から第2のシングルモードファイバ28に一部が移り、先端部

11に配置したスキャニング機構及び第1レンズ15を経て生体組織13側に照射される。

【0035】そして、生体組織13の表面及びその表面近くの内部組織の光学的な特性が異なる部分（屈折率の変化部分）で反射され、一部は照射時とは逆の光路を経て第2のシングルモードファイバ28の先端面に入射され、光カップラ部27によって基準光側の光（ミラー32で反射された光）と混合されてフォトダイオード41で受光され、光電変換されて電気信号となる。

【0036】この信号は画像処理装置43に入力され、この画像処理装置43内の復調回路により、干渉光成分のみが抽出されて検波される。この画像処理装置43は制御回路34を介してスキャニング機構35による走査方向を変化させたり、ミラー32の移動による光路長を変化させる等して、生体組織13の2次元領域における任意の方向に走査し、その際に深さ方向の断層像を得ることができる。

【0037】例えば、内視鏡像で患部等の注目する部位を観察し、その内部の状態を観察したい場合には、ズームスイッチなどの操作によりズームレンズ16を拡大状態に設定した後、例えばマウス49で内視鏡画像上でカーソル47で走査方向及び走査範囲を図1のように指示する。

【0038】制御回路34はズームレンズ16の倍率情報（或いは移動情報）を参照して指示された走査範囲及び走査方向に対応してスキャニング機構35を駆動する（ズームレンズ16の倍率などが決まっている場合にはその画角（撮像範囲）が決まり、その画角における任意の指示画角を走査するのに必要な情報は制御回路34内部などの図示しない記憶手段（ROM等）に記憶されている）。図1の場合には、第1のスキャニングミラー38のみを所定角度駆動することにより、指示された上下範囲を走査する。

【0039】そして、その指示に対応した走査範囲が低干渉光でスキャンされる。この場合、例えばミラー32を移動して基準光側の光路長を変化して深さ方向に対する断層像データを得たら順次スキャン角度をずらすように第1のスキャニングミラー38を駆動する（任意の走査方向の場合には、第1のスキャニングミラー38と第2のスキャニングミラー39両方を駆動する）。

【0040】そして、指示された範囲を走査することにより、画像処理装置43内の画像メモリにはその走査範囲に対する断層像データが格納され、スキャンコンバータ22を介してモニタ6に断層像が表示される。

【0041】モニタ6に内視鏡像と断層像とを同時に表示する場合には、対比し易いように表示する指示を行うと、計測処理装置45はCCD19で撮像された画像から低干渉光の走査範囲を検出し、さらに制御回路34からのズームレンズ16の倍率情報などを参照して、内視鏡像における低干渉光の走査方向を縦軸に、深さ方向を

横軸にして表示すると共に、縦方向の単位長さが両者で一致するようにして図1に示すように表示する。

【0042】例えば図1の状態では内視鏡像中での符号aの位置の高さでの断層像はその横方向の線bに沿ったものとなる。この状態では内視鏡像上の走査範囲を示す縦線の断面が断層像として表示されるので、対比し易く、患部等の表面内部がどのようなになっているかを断層像から診断し易い。

【0043】また、本実施の形態では生体組織13に対し、所定の深さ範囲を断層像として得られる距離付近に内視鏡2の先端側を設定した状態においては、ズームレンズ16により生体組織13の表面をフォーカス状態で観察できるように被写界深度が設定されている。

【0044】従って、この状態では内視鏡像が鮮明に表示されると共に、フォーカス状態に近い状態で断層像も得られる。そして、この状態から（つまり、深さ方向に所定の範囲の断層像が得られる状態から）生体組織13に対して内視鏡2の先端を（生体組織13との距離が変化する方向に）移動して断層像が得られる範囲から逸脱する方向側に移動した場合には、内視鏡像はぼけてしまうので、この観察状態から不用意にずらしてしまうことを防止できる。つまり、両画像が鮮明に得られる状態を保持し易い。また、ズームレンズ16により、患部等を拡大表示できるので、患部等の形状を詳細に知ることができ、例えば患部が良性の組織であるか悪性の組織であるか等の判断がし易いし、この場合に断層像による内部の詳細な情報を有効に利用できる。

【0045】これに対し、従来例では内視鏡側の被写界深度が断層像を得る深さ方向の範囲よりもはるかに大きかったので、距離を変更しても内視鏡像は不鮮明にならないので、内視鏡像は鮮明に表示されているが、フォーカス状態に近い状態での断層像は得られない状態になってしまっている等の断層像が診断に利用できないような状態になってしまっていることがしばしばあった。

【0046】このように本実施の形態によれば、内視鏡像と断層像とを鮮明な状態で診断に利用し易い状態に維持し易いし、両画像を対比し易い状態で表示できる。つまり、内視鏡像と断層像の分解能を略一致して表示されるので、両画像を対比し易い。この場合の分解能としては少なくとも縦方向の分解能が等しくできる。また、縦と横とを等しい尺度で等方的に表示したり、深さ方向にも同じ尺度で表示しても良い。

【0047】従って、本実施の形態によれば、診断し易い画像を容易に得るのに適した内視鏡2を提供できるし、診断し易い観察状態に保ち易い。さらに、内視鏡像の分解能も断層像の分解能と同様に高くできるので、術者に対して診断に適した画像を提供できる。

【0048】なお、図1のモニタ6での表示において、縦方向の断層像の表示範囲と内視鏡像の縦方向の表示範囲を一致するように表示しても良い。なお、上述の実施

の形態ではズームレンズ16を設け、アクチュエータ18で移動させることにより、撮像手段の被写界深度と低干渉光による深さ方向の断層像を得る範囲とを略一致させるようにしているが、例えばワイヤを用いて手元側からズームレンズ16を移動させるようにしても良い。

【0049】また、ズームレンズ16に限らず、例えば対物光学系に拡大レンズを設け、この拡大レンズを通常状態から拡大側の所定の位置に移動した拡大状態ではその被写界深度が低干渉光による深さ方向の断層像を得る範囲と略一致するものでも良い。

【0050】また、内視鏡2の先端にアダプタなどを装着することにより、アダプタを装着しない状態に対し、アダプタの光学系により内視鏡撮像手段側を拡大状態に設定してその被写界深度が低干渉光による深さ方向の断層像を得る範囲と略一致するようにしたものでも良い。また、図1では同時に内視鏡像と断層像とを同時に表示しているが、両画像を交互に表示したり、切り換えて表示させるようにしても良い。

【0051】（第2の実施の形態）次に本発明の第2の実施の形態を図2ないし図4を参照して説明する。図2は光断層画像装置の全体構成を示し、図3はプローブの先端側の構造を示し、図4は光スキャンの様子を示す。本実施の形態はプローブ前方から側方の広範囲の領域を簡単に光走査してその範囲内の断層像を得られるようにしたものであり、プローブを交換することなく、広範囲を走査できるようにした。

【0052】図2に示す光断層画像装置51はSLD52を有し、このSLD52からの低干渉光は光混合するハーフミラー53に入射され、このハーフミラー53を透過した光は光スキャン機構54を形成する第1及び第2のスキャンミラー55a、55bを経て導光プローブ56に入射される。なお、第1及び第2のスキャンミラー55a、55bは符号d、eで示すように図示しない駆動手段で駆動され、その駆動手段の駆動は制御部57により制御される。

【0053】上記導光プローブ56は細長のチューブにより形成されるプローブ挿入部内に多数のシングルモードファイバを同心円状に束ねてバンドル化したファイババンドル58がその長手方向に収納配置され、手元側の一端に光スキャン機構54を経て光が入射され、他端となる先端からさらに広角レンズ系59を経て前方側に出射される。そして、前方の被検体で反射された光は（出射された場合とは）逆の光路をたどって、ハーフミラー53側に戻り、このハーフミラー53で反射された光は光検出手段を形成するフォトダイオード60に入射され、光電変換される。

【0054】また、ハーフミラー53で反射された光は3つの固定ミラー61a、61b、61cを経てアクチュエータ63により矢印fで示す方向に移動自在のリフレクタ62に入射される。なお、アクチュエータ63に

よる駆動は制御部57により制御される。

【0055】リフレクタ62で反射されて逆の光路をたどって、ハーフミラー53側に戻り、このハーフミラー53を透過した光はフォトダイオード60に入射され、光電変換される。つまり、フォトダイオード60には導光プローブ56側からの光と、参照光側となるリフレクタ62で反射された光とがハーフミラー53で混合されて入射されることになる。

【0056】フォトダイオード60で光電変換された信号はアンプ65で増幅された後、画像処理部66に入力され、光干渉した信号成分を抽出する処理を行うと共に、制御部57を介してアクチュエータ63及び光スキャニング機構54を駆動して断層像の画像データを得る処理を行う。

【0057】この画像処理部66で得られた画像データは一旦、内部の画像メモリ66aに格納され、この画像メモリ66aに格納された画像データはモニタ67に出力され、モニタ67の表示面には1つの断層像或いは図2に示すように同時に2つの断層像67a、67bを表示できるようにしている。

【0058】第1のスキャニングミラー55aを駆動した場合にはファイババンドル58に入射される入射光の位置が変化することにより、その先端側から出射される位置も異なる。図3はこの場合におけるファイババンドル58の先端からさらに広角レンズ系59を経て前方側に射出される様子を示す。

【0059】例えば第1のスキャニングミラー55aによりファイババンドル58の基端面における中心より周辺側、例えば下方側に入射された光は、その光が入射されたファイバにより伝送され、ファイババンドル58の先端面における下方側の位置から出射され、この場合には細線で示すように広角レンズ系59を形成する凸レンズ59a、2つの凹レンズ59b、59cを経て上方側に射出される。

【0060】また、ファイババンドル58の基端面における中心に入射された光は、その光が入射されたファイバにより伝送され、ファイババンドル58の先端面における中心の位置から出射され、この場合には光軸に沿って前方側に射出される。

【0061】さらに、上記下方側とは反対側の周辺側、つまり上方側の位置に入射された光は伝送されて、ファイババンドル58の先端面から点線で示すような光路を経て下方側に射出される。

【0062】つまり、第1のスキャニングミラー55aによりファイババンドル58の基端面を下方から順次上方にスキャンすることにより、広角レンズ系59を経てより広角度で上方側から下方側へとスキャンすることができる。

【0063】一方、第2のスキャニングミラー55bを駆動した場合には、低干渉光は第1のスキャニングミラ

ーに対して垂直方向にファイババンドル58を走査する。従って、光スキャニング機構54を駆動する場合、例えば第1のスキャニングミラー55aを駆動するのに合わせて第2のスキャニングミラー55bを駆動した場合には、ファイババンドル58には図4に示すように同心状に配置されたファイバを指定の半径で円周方向に走査することができる。

【0064】その走査半径を順次変えて走査することにより、円形領域を走査することができる。また、このファイババンドル58の先端面に対向して広角レンズ系59が配置してあるので、この円形領域に対応して被検体におけるより広範囲の円形領域を光走査できる。

【0065】また、画像処理部66にはキーボード、マウスなどの表示指示手段68が接続され、術者は所望とする方向の断面などを指示することにより、画像処理部66は画像メモリ66aに格納された画像データから対応する断面部分の画像データをモニタ67側に出力し、モニタ67の表示面に指示された方向の断面に対応する断層像67a、67b等を表示できるようにしている。

【0066】次に本実施の形態の作用を説明する。SLD52の光は、ハーフミラー53を透過し、光スキャニング機構54を経てファイババンドル58を構成するシングルモードファイバで導光され、プローブ56先端の広角レンズ系59を経て射出される。

【0067】ファイババンドル58の最外周をスキャンした場合、広角レンズ系59により光は大きく曲がり、生体管腔の側方をスキャンする。また、ファイババンドル58の中心付近をスキャンした場合、広角レンズ系59で光はあまり曲げられず、生体の前方付近をスキャンする。

【0068】このように、ファイババンドル56のスキャン半径を変えることによりスキャン方向を前方から側方へ広範囲に変えることができる。また、これらの断層像をメモリに格納し、組み合わせれば、容易に3次元の断層像を構築する事も可能である。

【0069】プローブ56の先端にメカニカルな可変手段が必要無いので、プローブ56を細径化できる。また、導光ファイバとしてのファイババンドル56を回転させずに円周スキャンができるので、ファイバの回転による破壊或いは破損し易くなることを防ぐことができる。

【0070】(第3の実施の形態)次に本発明の第3の実施の形態を図5及び図6を参照して説明する。図5は光断層画像装置の全体構成を示し、図6はニボウディスクを示す。図5に示す光断層画像装置71AはSLD72を有し、このSLD72からの低干渉光はコリメートレンズ73を介して光混合するハーフミラー74に入射され、このハーフミラー74を透過した光は集光レンズ75によりシングルモードファイバ76の一端に入射される。

【0071】このシングルモードファイバ76の他端側は導光プローブ77内に配置されており、この導光プローブ77の先端側に配置された光走査機構78Aを介して被検体79側に照射され、その反射光は逆の光路をたどり、シングルモードファイバ76を経てハーフミラー74側に戻る。

【0072】一方、SLD72からの低干渉光は一部がハーフミラー74で反射されてアクチュエータ82で符号gで示すように移動自在のリフレクタ81に導かれ、このリフレクタ81で反射されて逆の光路をたどり、ハーフミラー74を透過した光はシングルモードファイバ76側からの戻り光と共に光検出器83で受光され、光電変換される。

【0073】光検出器83の出力信号はアンプ84で増幅された後、画像処理部85に入力され、光干渉した信号成分を抽出する処理を行い、その信号データをコンピュータ86に出力する。

【0074】コンピュータ86は画像処理部85からの信号データを受け、制御装置87を介して光走査機構78Aの駆動部88とアクチュエータ82とを駆動して、画像データを生成する処理を行う。そして、生成した画像データをモニタ89に出力し、その表示面に断層像を表示する。

【0075】本実施の形態における光走査機構78は以下のような構成である。シングルモードファイバ76の先端面に対向してコリメートレンズ91が配置され、このコリメートレンズ91に対向してモータ93で回転駆動されるニボウディスク92が配置され、このニボウディスク92の開口94を通過した光はGRINレンズ95を経て被検体79側に照射される。

【0076】このニボウディスク92は図6に示すように円板状の遮光部材にスパイラルに沿って小さな開口94が多数形成されており、このニボウディスク92をその中心の周りでモータ93により回転駆動することによりニボウディスク92に照射された光は各開口94を通過してそれぞれ小さな円弧を描くように走査し、開口全体では円形領域を走査する。また、GRINレンズ95を経て被検体79側の円形領域を走査しながら照射される。

【0077】本実施の形態によれば、単にニボウディスク92を回転駆動することにより、スキャニングミラーの角度等を変化させるスキャン方法に対して、より高速に円形の領域を低干渉光で光走査することができる。

【0078】(第4の実施の形態)次に本発明の第4の実施の形態を図7及び図8を参照して説明する。図7は光断層画像装置の全体構成を示し、図8はスキャニングミラーの駆動機構を示す。図7に示す光断層画像装置71Bは図6の光断層画像装置71Aにおける導光プローブ77に設けた光走査機構78Aとは異なる光走査機構78Bを用いている。

【0079】この実施の形態では導光プローブ77はシングルモードファイバ76の先端面に対向してGRINレンズ96を配置し、このGRINレンズ96を介して第1及び第2の固定ミラー97a、97bの間に配置したスキャニングミラー98で反射し、GRINレンズ95を経て被検体側に照射するようにしている。

【0080】このスキャニングミラー98は符号h、iで示す方向に駆動され、この駆動により、被検体側に照射される光を上下方向及び水平方向に走査することができるようにしている。

【0081】本実施の形態では制御装置87にはジョイスティック99が接続してあり、このジョイスティック99を操作することにより、被検体側に照射される光の走査方向を指示し、この指示に応じて制御装置87は駆動部88を介してスキャニングミラー98を駆動するようにしている。

【0082】このスキャニングミラー98の駆動機構部分を図8に示す。スキャニングミラー98はその中央部分が支持部材101にピン102によって符号hで示す方向に回転自在に支持され、かつその一端がアクチュエータ103により符号jで示す上下方向に移動自在の可動軸104に取り付けられている。

【0083】また、この支持部材101の底面にはギヤ105が固着して設けてあり、このギヤ105はモータ106の回転軸に取り付けたギヤ107と噛合しており、モータ106を回転させることによって、支持部材101は符号iで示すように水平面で回転自在となる。

【0084】本実施の形態によれば、ジョイスティック99を操作することにより、プローブ本体を動かすことなく、術者が望む方向の断層像を得ることができる。なお、上述した各実施の形態等を部分的に組み合わせる等して構成される実施の形態等も本発明に属する。

【0085】〔付記〕

1. 被検体の特定部位を照明するためのライトガイドと、前記特定部位を観察するための固体撮像素子と、対物光学系とが設けられ、被検体内に挿通可能な挿入部を持つ内視鏡において、低干渉光を被検体に照射し、反射、散乱光より被検体内部を画像化する手段を併せ持つため、前記低干渉光を被検体に照射すると共に、被検体より反射された反射光を検出するための導光手段と、前記導光手段からの低干渉光を前記被検体に集光させる集光レンズと、前記集光レンズより出射される光を走査させるスキャン手段と、スキャンされた光を前記対物光学系の観察範囲内に走査させるため、前記スキャン手段と対物光学系との間に配置され、これらを光学的に結合する結合手段とが前記内視鏡に内蔵され、前記低干渉光により画像化できる深部側の範囲と、前記固体撮像素子で観察できる被写界深度の範囲とが略一致するようにしたことを特徴とする内視鏡。



【0086】2. クレーム1において、前記固体撮像素子で撮像された被検体の特定部位の撮像画像と、前記低干渉光により画像化される被検体内部画像とを同時に、または切り換え可能に表示することを特徴とする。

3. クレーム1において、結合手段はハーフミラーであることを特徴とする。

【0087】4. クレーム1において、対物光学系はズーム機構を備えることを特徴とする。

5. クレーム1において、固体撮像素子は、前記低干渉光を撮像できる波長感度特性を有し、前記低干渉光が被検体の特性部位に投影される点、または線、面の位置または形状を求める計測手段を有することを特徴とする。

【0088】6. クレーム5において、計測手段は、前記撮像画像と、前記被検体内部画像の位置関係が対応するように同一表示することを特徴とする。

7. クレーム1において、前記固体撮像素子で撮像された被検体の特定部位の撮像画像と、前記低干渉光により画像化される被検体内部画像との分解能が略一致することを特徴とする。

【0089】8. クレーム1において、固体撮像素子で撮像された被検体の特定部位の撮像画像を得るステップと、その撮像画像を拡大するステップと、拡大した撮像画像において、深さ方向の断面像を構成するステップと、撮像画像と断面像とを同時にまたは切換可能に表示するステップを有する内視鏡装置。

【0090】9. 被検体内に挿通可能な細長の挿入部と、低干渉光を発生する光源と、前記挿入部の先端面から被検体に前記低干渉光を出射するとともに、被検体より反射された反射光を検出するための導光手段と、前記被検体からの反射光と前記光源より生成した基準光とを干渉させて、干渉した干渉光に対応する干渉信号を抽出する干渉光抽出手段と、前記干渉信号に対応する信号処理を行い、前記被検体の深さ方向の断面像を構築する信号処理手段と、を備えた光断層画像装置において、前記低干渉光を被検体に出射する広画角のレンズ系と、前記低干渉光を前記レンズ系を透過して、被検体上を円周状にスキャンする円周スキャン手段と、を備えたことを特徴とする光断層画像装置。

【0091】10. クレーム9において、円周スキャン手段はシングルモードファイバからなるバンドルを含むことを特徴とする。

11. クレーム9において、円周スキャン手段は回転半径を変化させながらスキャンすることを特徴とする。

【0092】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、被検体の特定部位を照明するためのライトガイドと、前記特定部位を観察するための対物光学系及び固体撮像素子を備えた撮像手段とを有し、被検体内に挿通可能な挿入部を持つ内視鏡において、低干渉光を被検体に照射し、反射、散乱光より被検体内部を画像化する手段を併せ持

つため、前記低干渉光を被検体に照射すると共に、被検体より反射された反射光を検出するための導光手段と、前記導光手段からの低干渉光を前記被検体に集光させる集光レンズと、前記集光レンズより出射される光を走査させるスキャン手段と、スキャンされた光を前記対物光学系の観察範囲内に走査させるため、前記スキャン手段と対物光学系との間に配置され、これらを光学的に結合する結合手段とが前記内視鏡に内蔵され、前記低干渉光により画像化できる深部側の範囲と、前記撮像手段で観察できる被写界深度の範囲とが略一致するようにすることにより、低干渉光により画像化できる深部側の範囲から逸脱した場合には撮像手段による画像がぼけるので、両画像を共に鮮明に観察出来る状態に保持し易い。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態を備えた内視鏡装置を示す構成図。

【図2】光断層画像装置の全体構成を示す図。

【図3】プローブの先端側の構造を示す図。

【図4】光スキャンの様子を示す図。

【図5】光断層画像装置の全体構成を示す図。

【図6】ニポウディスクを示す図。

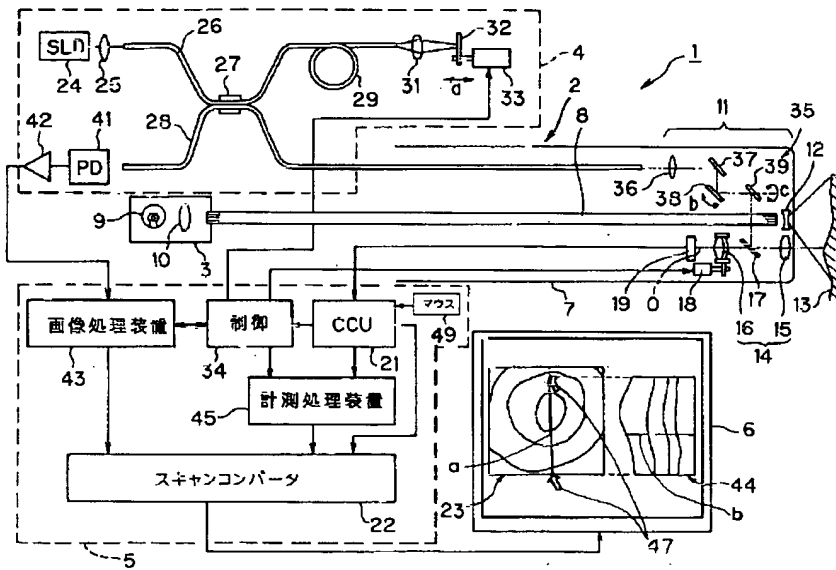
【図7】光断層画像装置の全体構成を示す図。

【図8】スキャニングミラーの駆動機構を示す図。

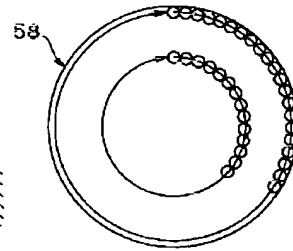
【符号の説明】

- 1…内視鏡装置
- 2…内視鏡
- 3…光源装置
- 4…OCT部
- 5…信号処理部
- 6…モニタ
- 7…挿入部
- 8…ライトガイド
- 11…先端部
- 13…生体組織
- 14…対物光学系
- 15…第1レンズ
- 16…ズームレンズ
- 17…ハーフミラー
- 18…アクチュエータ
- 19…CCD
- 21…CCU
- 22…スキャンコンバータ
- 24…SLD
- 26、27…シングルモードファイバ
- 32…ミラー
- 33…アクチュエータ
- 38、39…スキャニングミラー
- 41…フォトダイオード
- 43…画像処理装置
- 45…計測処理装置

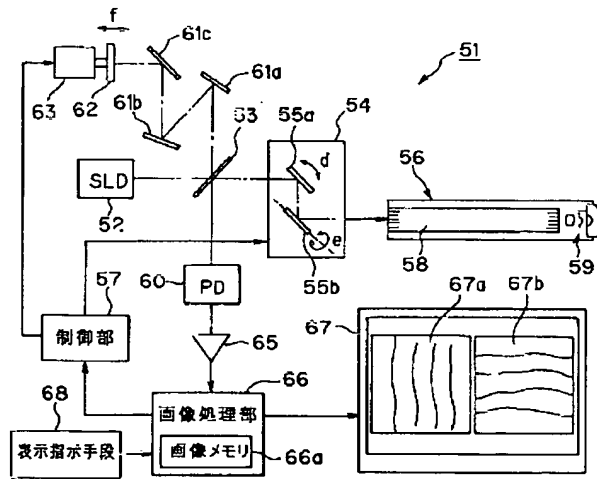
【図1】



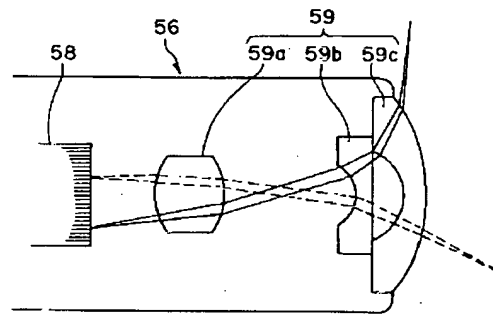
【図4】



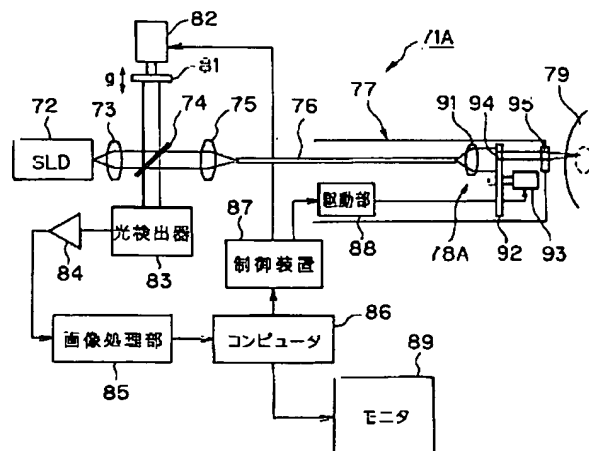
【図2】



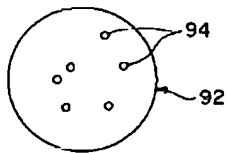
【図3】



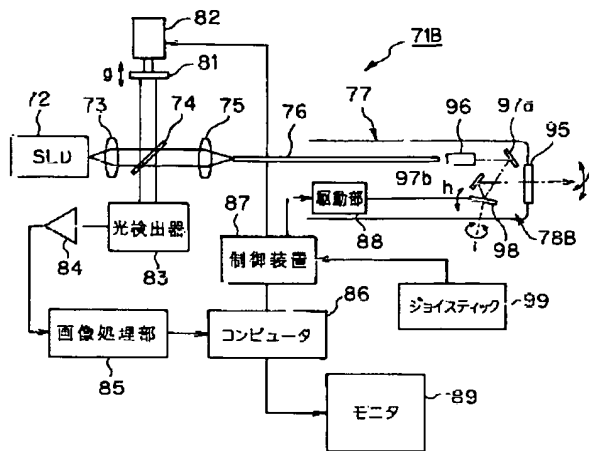
【図5】



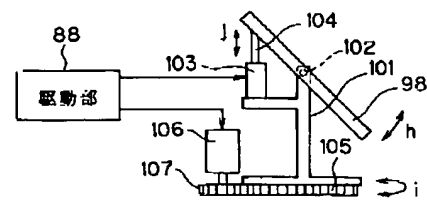
【図6】



【図7】



【図8】



## 【手続補正書】

【提出日】平成9年10月3日

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0086

【補正方法】変更

## 【補正内容】

【0086】2. 付記1において、前記固体撮像素子で撮像された被検体の特定部位の撮像画像と、前記低干渉光により画像化される被検体内部画像とを同時に、または切り換え可能に表示することを特徴とする。

3. 付記1において、結合手段はハーフミラーであることを特徴とする。

## 【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0087

【補正方法】変更

## 【補正内容】

【0087】4. 付記1において、対物光学系はズーム機構を備えることを特徴とする。

5. 付記1において、固体撮像素子は、前記低干渉光を撮像できる波長感度特性を有し、前記低干渉光が被検体の特性部位に投影される点、または線、面の位置または形状を求める計測手段を有することを特徴とする。

## 【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0088

【補正方法】変更

## 【補正内容】

【0088】6. 付記5において、計測手段は、前記撮像画像と、前記被検体内部画像の位置関係が対応するように同一表示することを特徴とする。

7. 付記1において、前記固体撮像素子で撮像された被検体の特定部位の撮像画像と、前記低干渉光により画像化される被検体内部画像との分解能が略一致することを特徴とする。

## 【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0089

【補正方法】変更

## 【補正内容】

【0089】8. 付記1において、固体撮像素子で撮像された被検体の特定部位の撮像画像を得るステップと、その撮像画像を拡大するステップと、拡大した撮像画像において、深さ方向の断面像を構成するステップと、撮像画像と断面像とを同時にまたは切換え可能に表示するステップを有する内視鏡装置。

## 【手続補正5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0091

【補正方法】変更

## 【補正内容】

【0091】10. 付記9において、円周スキャン手段はシングルモードファイバからなるバンドルを含むことを特徴とする。

11. 付記9において、円周スキャン手段は回転半径を変化させながらスキャンすることを特徴とする。

## フロントページの続き

(72)発明者 山宮 広之  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 堀井 章弘  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 水野 均  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 広谷 純  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 今泉 克一  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 青木 秀道  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 大野 正弘  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 安田 英治  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 大明 義直  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 吉野 謙二  
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ  
ンパス光学工業株式会社内